

THREE-DIMENSIONAL IMAGE SYNTHESIS AND DISPLAY DEVICE CORRESPONDING TO MULTI-MODALITY

Publication number: JP9006986 (A)

Publication date: 1997-01-10

Inventor(s): ISOBE YOSHIKI; SANO KOICHI; OIKAWA MICHIO +

Applicant(s): HITACHI LTD; HITACHI MEDICAL CORP +

Classification:

- international: A61B6/03; A61B5/055; G06T1/00; G06T15/00; G09G1/06;
A61B6/03; A61B5/055; G06T1/00; G06T15/00; G09G1/06;
(IPC1-7): G06T15/00; A61B5/055; A61B6/03; G06T1/00

- European: G06T15/00A; G09G1/06

Application number: JP19950151336 19950619

Priority number(s): JP19950151336 19950619

Also published as:

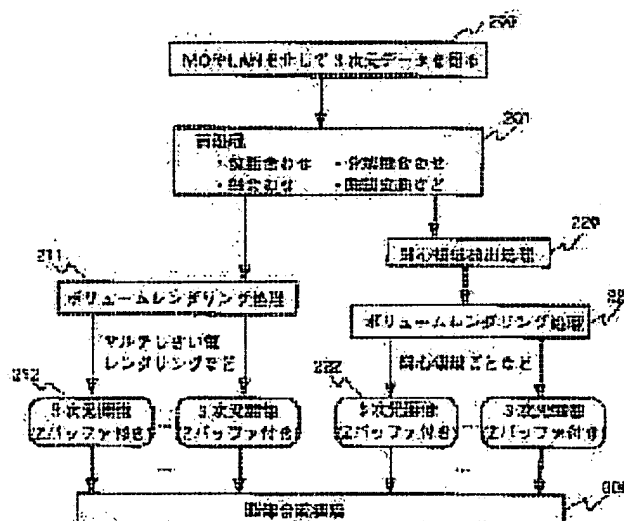
JP3570576 (B2)

US5995108 (A)

Abstract of JP 9006986 (A)

PURPOSE: To provide a three-dimensional image composition/display device which can compose the images with correct three-dimensional relation based on the display surface depth (Z buffer) value and without integrating the three-dimensional data, can select an optimum rendering parameter in every area of interest for the composition of images with high picture quality, and furthermore can compose the optional opacity in every area of interest.

CONSTITUTION: A three-dimensional image composition/display device is provided with a storage which stores the three-dimensional data, a computer which processes the volume rendering and the composition of images, a display, and a device which inputs the coordinates of the display.; In such a constitution, a volume rendering function 211 is added to turn the three-dimensional data into the visible data, together with a function 220 which extracts an area of interest, a function 221 which applies the volume rendering to the extracted area of interest, and the functions 211 and 221 which acquire the voxels most concerned in the display as the display surface depth (Z buffer) value in a volume rendering mode.



Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

(51) Int.Cl. ^a	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 6 T 15/00		9365-5H	G 0 6 F 15/72	4 5 0 K
A 6 1 B 5/055		0277-2J	A 6 1 B 6/03	3 6 0 G
	6/03	3 6 0		3 8 0
G 0 6 T 1/00			G 0 6 F 15/62	3 9 0 Z

審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願平7-151336

(22) 出願日 平成7年(1995)6月19日

(71) 出願人 000005108

株式会社日立製作所

東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 磯部 義明

神奈川県川崎市麻生区王禅寺1099番地 株

式会社日立製作所システム開発研究所内

(72) 発明者 佐野 耕一

神奈川県川崎市麻生区王禅寺1099番地 株

式会社日立製作所システム開発研究所内

(74) 代理人 弁理士 磯村 雅俊

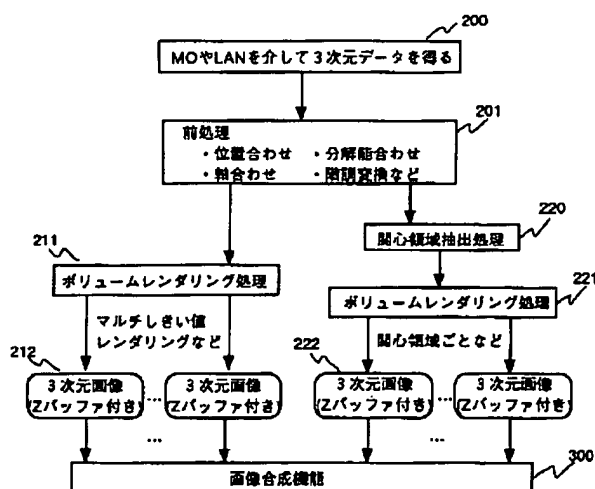
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 マルチモダリティに対応した3次元画像合成表示装置

(57) 【要約】

【目的】 3次元データ上でデータを統合することなしに、表示表面深さ（Zバッファ）値により3次元位置関係の正しく画像合成でき、されに関心領域ごとに最適なレンダリングパラメータを選択できるため高画質に画像合成でき、さらに関心領域ごとに任意の不透明度の合成を行う、3次元画像合成表示装置を提供する。

【構成】 3次元データを保管する記憶装置と、ボリュームレンダリングと画像合成を処理する計算機と、ディスプレイと、ディスプレイの座標を入力する装置とを備えた3次元画像合成表示装置において、3次元データを可視化するためのボリュームレンダリング機能211と、関心領域を抽出する機能220と、その抽出領域に対しボリュームレンダリングする機能221と、ボリュームレンダリングの際、最も表示に関与したボクセルを表示表面深さ（Zバッファ）値として求める機能211、221とを有する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 3次元配列からなる3次元ボリュームデータを保存する記憶装置と、該データを処理する処理装置と、処理結果を表示するディスプレイと、ディスプレイ上の位置情報を入力する装置とを備えた画像表示装置において、

前記データのレンダリングにおいて同一光線追跡線上の複数ボクセルの値を投影値に関与させるボリュームレンダリング法により3次元投影画像を計算する演算手段と、前記レンダリングの際の複数の表示関与ボクセルの深さ値に基づき光線追跡線上単一の表示表面深さ値を求める演算手段と、同一の視線方向から計算された複数の3次元投影画像と前記表示表面深さ値を基に画像を合成表示する演算手段とを備えたことを特徴とした3次元画像合成表示装置。

【請求項2】 請求項1記載の3次元画像合成表示装置において、

前記表示表面深さ値を求める際に、ボリュームレンダリングで、同一光線追跡線上の表示に関与した複数のボクセルのうち、最大の関与量を示したボクセルの深さ値を表示正面深さ値とするように構成したことを特徴とする請求項1記載の3次元画像合成表示装置。

【請求項3】 請求項2記載の3次元画像合成表示装置において、

同一の視線方向から前記表示表面深さ値を求めて得た複数のボリュームレンダリング画像の合成において、該表示表面深さ値をそれぞれの投影画像の前後関係の判定に用い、画素ごとの表示優先度に関与させるように構成したことを特徴とした3次元画像合成表示装置。

【請求項4】 請求項1記載の3次元画像合成表示装置において、

合成を行う各ボリュームレンダリング画像ごとにユーザの入力により不透明度を変更設定する制御手段を有し、任意にボリュームレンダリング画像ごとの優先表示の割合を指定するように構成したことを特徴とした3次元画像合成表示装置。

【請求項5】 請求項1記載の3次元画像合成表示装置において、

合成を行う各ボリュームレンダリング画像ごとにユーザの入力により輝度値テーブルを変更設定する制御手段を有し、任意のボリュームレンダリング画像の輝度値テーブルを反転設定することでエッジ領域を高輝度に設定するように構成したことを特徴とした3次元画像合成表示装置。

【請求項6】 請求項2記載の3次元画像合成表示装置において、

3次元ボリュームデータから作成された前記表示表面深さ値を持つ複数のボリュームレンダリング画像と、ユーザが設計した3次元座標により表現された3次元ベクトルデータから前記表示表面深さ値も併せて計算した3

次元投影画像とを合成表示する演算手段を有することを特徴とした3次元画像合成表示装置。

【請求項7】 請求項1記載の3次元画像合成表示装置において、

3次元投影画像を平行移動/回転/拡大・縮小して変形する制御手段を有し、ユーザの入力により複数の3次元投影画像から任意の3次元投影画像を選択し、前記制御手段のパラメータを指定し、変形・移動結果を合成表示するように構成したことを特徴とした3次元画像合成表示装置。

【請求項8】 請求項1記載の3次元画像合成表示装置において、

複数の3次元投影画像のうち、任意の3次元投影画像の表示表面深さ値を一樣に変更する制御手段を有し、ユーザの入力により変更パラメータを指定することにより、3次元的な前後位置関係を変更し合成表示するように構成したことを特徴とした3次元画像合成表示装置。

【請求項9】 請求項1～8記載の3次元画像合成表示装置において、

複数のボリュームレンダリング画像の画像合成結果と該画像合成結果の表示表面深さ値より画素ごとに対応する3次元機能データの注目座標を求め、該注目座標の値に設定された色を画像投影値の色に指定し、機能合成画像を得るように構成したことを特徴とした3次元画像合成表示装置。

【請求項10】 複数のモダリティごとに設定した処理装置と、該処理装置間を結ぶネットワークと、該ネットワークに接続された画像合成表示装置とを備え、

各処理装置には、共通の座標系にレジストレーションする演算手段と、請求項1記載の3次元投影画像を計算する演算手段と、請求項1記載の表示表面深さ値を求める演算手段とを持ち、

3次元ボリュームデータの処理結果をネットワークを介し画像合成表示装置に転送し、マルチモダリティの合成表示を行うように構成したことを特徴とした画像合成表示システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用の分野】本発明は、X線CT装置やMRI装置や3D超音波診断装置やEmission CT装置により得られた複数の3次元ボリュームデータの3次元画像合成表示に関し、各データごとに同一の視線方向を合わせて表示表面深さ（Zバッファ）値を持つ3次元投影画像を計算する機能を備え、この3次元投影画像を複数用いることで3次元的に位置の正しい高画質な合成表示を得る3次元画像合成表示装置に関する。

【0002】

【従来の技術】本発明に関連する公知例として以下の文献が挙げられる。

(1) M.Levoy: Efficient Ray Tracing of Volume Dat

a, ACM Trans. on Graphics, Vol. 9, No. 3, (1990) pp245-261

(2) Newell, M.E., Newell, R.G. and Sancha, T. L.: A New Approach to the Shaded Picture Problem, Proc. ACM. Nat. Conf., (1972) pp. 443

(3) 石井光雄: 映像化マシン、オーム社 pp12

(4) 西川克彦, 桜庭孝弘, 斉藤英樹, 杉山淳一, 松尾昭彦: 高速高性能三次元システム「昂」-(4) 高速描画機構-1, 1992年電子情報通信学会秋季大会講演論文集6, pp204

(5) 特開昭64-37678号公報

(6) 医用画像のデジタル化と三次元画像処理-旭化成情報システム(株)-, 映像情報(M)1994年5月, pp606-607

文献(1)では、3次元データのボリュームレンダリングを説明している。ボリュームレンダリングにおける3次元データは、半透明のボクセルから構成されると考える。視点から物体に向かいレイトレースしていき、半透明のボクセルに光が透過するとき、光の透過量に変化する度合いとして、各ボクセルに対し不透明度を定義し、ボクセルから反射される光の量の総和を投影面のピクセル値として投影する。CGの技術として、透明、半透明の物体の合成を行う簡単な方法が(2)のNewellの方法である。この方法は、背後の物体の色と透明な物体の色を混ぜ合わせることで、透明感を表現するものである。文献(3)では、物体モデルをレンダリングする隠面処理としてZバッファの機能を用いている。ここでは、各物体モデルの表面位置とZバッファの値と比較して、すでにレンダリングされている物体より手前の物体ならZバッファとこの物体の投影値を書き換え、全ての物体について同様に計算し投影画像を得る。文献(4)では、複数の描画機構を興行きデータ制御機構を介して接続することにより、各描画機構で生成された画像を興行き値に基づいて合成することができる。この方式では、3次元空間に定義される複数のプリミティブを複数の描画機構により分担し並列に複数の画像を生成し、それを合成し3次元画像を得るので、描画機能の台数により時間を短縮できる。一般に複数の3次元データの合成表示する場合、それぞれのデータから表示したい部位を3次元的に抽出処理により、分離(セグメンテーション)し、統合したい3次元データに埋め込み、合成表示を行う必要があった。このように、一つの3次元データに統一されたデータに対して、公知例(5)では、3次元データから任意の構造物を抽出し、その投影面からの距離を作成しておき、任意の形状に設定された切除領域の内外のサーフェス画像を一枚の画像に合成表示している。文献(6)では、3D合成ソフト「Dr. View/Blender」を紹介しており、このソフトによれば自由な方向から見た表示が可能であり、その表示物体に断面面を入れることができ、この表示結果の3次元表面にモダリティ

の異なる画像をある割合で張り付けることができる。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】X線CT装置で患部を撮影する場合、様々な血管造影を行い、患部やその周辺の血管の走行状態、骨などの3次元情報を得る。また、MRIでは、軟部組織の病変や、血流などの3次元情報を低侵襲で得ることができる。さらに、EmissionCTでは、人体の生理機能を3次元情報として得ることができる。このような様々な撮影方法により得られた3次元情報を有効利用し、互いのデータを補完し、合成表示を行い、診察や手術計画の際に役立てたいというニーズがある。従来、単一の上記のような3次元データを高画質に可視化する方法として、文献(1)のような表示表面を一意に決めずに可視化するボリュームレンダリング法が知られているが、この方法では滑らかに変化する表示表面部の数ボクセルを投影値に関与させる可視化アルゴリズムなので表示表面深さ(Zバッファ)値を、一意に決定できない。また、複数の3次元データを合成するには、3次元空間に複数の3次元データを表現する必要があるメモリを多く消費する。さらに、この方法で各関心領域を半透明に表示するには、レンダリングパラメータが複雑になり最適なパラメータを得るのは非常に困難である。また、公知例(5)は上記のように各々の3次元データから表示したい関心領域を抽出処理によりセグメンテーションし、統合したい3次元データの対応する位置に埋め込み、合成表示するものである。この方法では、異なるデータにセグメンテーションした結果を埋め込むため画像に不連続面が生じ、ボリュームレンダリングで合成表示する際、画質の悪化が予想される。また、3次元CGでは、文献(2)(3)(4)のような、様々な画像合成テクニックが提案されているが、これらの方法では複数の3次元データの関心領域ごとに表面位置データなどの3次元座標データに変更し、一つの3次元ベクトルデータとして表現し、レンダリング処理する必要があるため、個々の関心領域に対し、画質の良いボリュームレンダリング法を選択できなかった。また、文献(6)のような3次元データの投影結果に異なるデータの投影結果をある割合で単純に張り付け、画像の合成を行う方法では、3次元的に前後関係の合った合成をすることは不可能である。

【0004】本発明の目的は、このような問題点を改善し、異なる複数の3次元データを統合し新たな3次元データを作成することなしに高画質なボリュームレンダリング合成表示を簡単に行うことが可能な、3次元画像合成表示装置を提供することにある。さらに、各関心領域ごとに最適な可視化パラメータでボリュームレンダリングすることを可能とし、高画質なボリュームレンダリング画像の合成表示を行うことが可能とすることを目的とする。さらに、各関心領域ごとにボリュームレンダリング画像作成時に最も表示に関与したボクセルの深さ値に

より表示表面深さ（Zバッファ）値を求めることができ、この値をもとにポリウムレンダリング合成表示を行うことで3次元的な前後関係の正しい3次元合成画像を得ることを目的とする。さらに、各ポリウムレンダリング画像ごとに不透明度を任意に設定することで、任意の半透明合成画像や非透明合成画像を得ることを目的とする。また、3次元機能データとの画像合成でも複数の3次元形態データから得たポリウムレンダリング合成画像上に画像合成できるようにすることを目的とする。さらに、マルチモダリティデータの合成表示においては、各撮影装置ごとにポリウムレンダリングを行うプロセッサを持ち、それぞれの3次元投影画像を並列に計算可能にすることを目的とし、さらにその結果を画像合成装置に転送することで、画像合成ができ、データ量の大きい3次元ポリウムデータを転送しないことを目的とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本発明の3次元画像合成装置は、3次元データを保管するハードディスク（図1の104）と、ポリウムレンダリング及び投影画像合成を行う計算機（図1の100）と、ディスプレイ（図1の103）と、ディスプレイの座標を入力する装置（図1の102）とを備えている。さらに、計算機100には、3次元データを可視化するための、ポリウムレンダリング機能（図2の211）と、関心領域の抽出機能（図2の220）及びその抽出領域に対しポリウムレンダリングする機能（図2の221）と、これらレンダリングの際に表示表面深さ（Zバッファ）値を求める機能（図2の211、221）とを備えている。上記ポリウムレンダリング機能211、221は、位置合わせの済んだ各々の3次元データごとの関心領域ごとに最適なレンダリングパラメータで3次元投影画像（図9参照）を得ると同時に、投影画像の画素ごとにレンダリング輝度値とともにこの輝度値に最も関与した光線追跡線上のボクセルの深さ値として表示表面深さ（Zバッファ）値（図10参照）を求めるものである。さらに、複数の3次元データに対し、同一の視線方向からポリウムレンダリングし複数の3次元画像（Zバッファ付き）を得る機能と、同一の視線方向から複数のレンダリングパラメータで複数の3次元画像（Zバッファ付き）を得る機能を備えている。さらに、このようなポリウムレンダリング機能により得た複数の同一の視線方向から投影計算された3次元投影画像を表示表面深さ（Zバッファ）値をもとに画素ごとに求めた前後関係と、各3次元投影画像ごとに設定された不透明度と、それぞれの画像の画素の輝度値とにより、合成画像の画素値への関与について計算を行い画像合成結果を得る機能（図13参照）を備えている。さらに、同様に得られた同一視線方向の3次元画像（Zバッファ付き）を合成表示する機能に対し、各画像ごとに不透明

度を設定する機能（図6の331）と、各画像ごとに輝度値を変更する機能（図6の360、370）と、各画像ごとに任意に線形変形する機能（図16の634、635）と、各画像ごとに表示表面深さ（Zバッファ）値を一様に変更する機能（図16の637）とを備えている。上記のように得られた合成画像に対し、合成された3次元画像の表示表面深さ（Zバッファ）値の最大値を取ることで合成画像の表示表面深さ（Zバッファ）値を求め、この値とこの合成画像を計算した視線方向より、合成画像の表面に3次元機能データの値を合成し、機能情報合成画像を得る機能（図18参照）を備えている。また、マルチモダリティの画像合成に対し、各撮影装置ごとにプロセッサ（図19の810、820、840、850）を備え、このプロセッサは共通の座標系に位置合わせする機能と、画像合成装置の指示する視線方向のポリウムレンダリングを行い3次元画像を求める機能と、表示表面深さ（Zバッファ）値を求める機能と、求めた3次元画像と表示表面深さ（Zバッファ）値を画像合成装置に転送し、合成画像を求める機能（図20参照）を備えている。

【0006】

【作用】本発明では、複数の3次元データに対し、それぞれのデータで個別に同一視線方向からの3次元画像を作成し、その得られた3次元画像に対し合成計算を行うため、複数の3次元データを統合する必要がなく、簡単に合成画像を得ることができる。さらに、各関心領域ごとに3次元画像を作成するため、各関心領域ごとに最適なポリウムレンダリングパラメータを選択することができ、高画質な合成表示を行うことができる。さらに、ポリウムレンダリングでは、一意に決められない表示表面深さ（Zバッファ）値を表示に最も関与したボクセルの深さ値から求め、画像合成の際にこの値により3次元的前後位置関係を判定しこの結果に応じた合成を行うため、3次元位置関係の正しい合成表示を行うことができる。さらに、各3次元画像ごとに不透明度をユーザーの入力により対話的に設定することができるため、任意の半透明合成表示や非透明合成表示（手前にある画像の画素値最優先表示）を行うことができる。さらに、複数の3次元データから合成された画像の表示表面に3次元機能データの機能情報を合成表示することができる。さらに、複数のモダリティごとに処理装置を設けてネットワーク構成とすることにより、処理装置の処理結果をネットワークを介して画像合成表示装置に転送しマルチモダリティの合成表示を行うことができる。

【0007】

【実施例】本発明を実施例を用いて説明する。図1は本発明のシステム構成の一例であって、各実施例における画像合成表示方法を適用するものである。X線CT装置20で計測された3次元データはネットワーク70を介して、オンラインで3次元画像処理システム100のハ

ードディスク104に転送される。または、計測された3次元データは光磁気ディスクMO12に記録され、オフラインで3次元画像処理システム100に接続されている光磁気ディスクMO101より読み出され、ハードディスク104に転送される。同様な経路で、MRI装置10、3D超音波診断装置40、Emission CT30の各装置で計測された3次元データも3次元画像処理システム100のハードディスク104に転送される。3次元画像処理装置100は、光磁気ディスク101と、ハードディスク104と、入力装置102と、ディスプレイ装置103を持つ。

【0008】(実施例1) 実施例1では、複数の3次元データのボリュームレンダリング結果の画像合成について説明する。図2は3次元画像処理装置100内での処理を示すフローチャートである。

ステップ200：上記のような手段により、3次元データを3次元画像処理装置100内に読み込む。

ステップ201：ステップ200で読み込まれた複数のデータに対し、位置や分解能、軸方向を合わせる処理やデータごとに最適な階調に変換する処理を前処理として行う。

ステップ211：ステップ201で生成されたデータに対し、3次元画像処理装置100でサポートしているボリュームレンダリング処理を行い、データごとの関心領域ごとに最適なパラメータでレンダリングを行い、3次元画像212を得る。

ステップ220：ステップ201で生成されたデータに対し、3次元画像処理装置100でサポートしている関心領域抽出処理により、データごとに関心領域をセグメンテーションする。

ステップ221：ステップ220でセグメンテーションされた関心領域ごとに、3次元画像処理装置100でサポートしているボリュームレンダリング処理を行い、3次元画像222を得る。3次元画像212、222は、画素ごとに輝度を示す画素値と表示表面深さ(Zバッファ)値を持つ。また、この画像の輝度値は、画像の画素値とカラーマップテーブルにより任意の色の輝度値に決定されるものとする。このカラーマップテーブルは画像ごとにヘッダ情報として定義される。こうして得られた3次元画像212、222を合成表示機能300に入力する。

【0009】図3は合成表示に入力する3次元画像データの持つ表示表面深さ(Zバッファ)値の説明図である。格子230は3次元データの任意のスライスのレンダリング座標系を示し、頭部のサジタル断面とする。この画像では脳領域の濃度値231を「100」、脳以外の頭部領域の濃度値232を「90」、空気領域の濃度値233を「0」とする。矢印240はレンダリング処理の際の視線方向を示す。この方向からレンダリングした際の表示深さの目盛りを241に示した。このような

データを可視化する際、頭部に関心領域とする場合、レンダリングパラメータのしきい値を「85」以上に設定することにより、表示関与領域は頭部に限定され、頭部を可視化することができる。このようにレンダリング方向240に沿って格子230点ごとの画素値をレイトレースしていき、最初のしきい値「85」以上の座標点の表示表面深さ目盛り241の値を投影面のZバッファに記憶する。このとき、投影面の画素ごとに表示表面深さ(Zバッファ)値を求めた値が250である。同様に脳に関心領域とする場合、しきい値を「95」以上に設定することにより、脳領域を可視化することができ、このとき、260のような表示表面深さ(Zバッファ)値を得る。しかし、MRIやX線CTなどの計測データに適用し、以上のような濃度しきい値以上のサーフェスレンダリングを行うと計測ノイズのため、滑らかな投影画像を得ることができない。このため、表示表面付近の数画素を投影画像に関与させるボリュームレンダリング法を用い、高画質な投影画像を得る。

【0010】ここで、ボリュームレンダリングについて説明する。各ボクセルの不透明度 α と反射度が等しく、光の透過率が $(1-\alpha)$ であるとする。そして各点に配置されたボクセルで反射された光が投影面に対して前にある他のボクセルの透過率に従い透過して投影点に達するものとして、各ボクセルが投影値に影響を与える表示関与量 Q を式1により求める。

【数1】

$$Q = \alpha(i) c(i) \prod_{j=1}^{i-1} (1 - \alpha(j)) \cdots \text{式1}$$

ここで、 i は、処理対象となったボクセルを表す。すなわち、 $i-1$ は、前回の処理対象ボクセルを表す。よって、 $\prod_{j=1}^{i-1} (1 - \alpha(j))$ は、 i の手前に配置された各ボクセル透過率の積であり、点 i のボクセルで反射した光 $\alpha(i) c(i)$ の投影面への透過率を示している。この各ボクセルの投影値に与える表示関与量 Q の総和が、ボリュームレンダリングの投影値となる。以上で、投影面上の一つのピクセル値が求まったので、この計算をすべての投影面のピクセルに対し行い、ボリュームレンダリング画像を求める。

【0011】図4によって、このボリュームレンダリングとサーフェスレンダリングとを比較した。(a)はサーフェスレンダリング、(b)は、ボリュームレンダリングを光線追跡断面のモデル図に示したものである。投影点270のサーフェスレンダリングにおいて、表示表面は275のように一つの投影点に一つのボクセルとなり、光の反射は271のようになる。一方、ボリュームレンダリングでは、先に述べたように、同一の投影点270のレンダリングにおいて、表示表面は、281～284のように数ボクセルとなり、291～294のそれぞれの光の反射量とそれぞれに到達する光の量の積の和によ

り投影値が決まる。この例では、不透明度 α は、対話的に指定する傾きパラメータとボクセル濃度値の一次関数とした。この際の各ボクセルごとの表示関与量 Q を図5にグラフで示す。上記のように、ボリュームレンダリングでは、表示表面が数ボクセルに及んでいるため、一意に決定する方法が求められる。以下の方法が考えられる。

(イ) 最初に表示に関与したボクセルの表示表面ボクセルとする。

(ロ) 表示に関与した全てのボクセルの深さ値の平均を取る。

(ハ) 表示に関与したボクセルの最大の関与量を示すボクセルを表示表面ボクセルとする。

本実施例では、想定する表面と誤差が最も小さいと思われる(ハ)の方法により、表示表面深さ値を定義する。この例の場合は、表示に関与したボクセルのなかで最大の関与量を示すボクセル283が表示表面となり、表示表面深さ値は「9」となる。なお(イ)の方法では、ボクセル281が表示表面となり、表示表面深さ値は「5」となる。また(ロ)の方法は、表示に関与したボクセル281~284の深さ値の平均を取る方法で、表示表面深さ値は「 $(5+8+9+10)/4=8$ 」となる。(イ)の方法が最もシンプルで処理も速く、(ハ)の方法が最も精度が高い合成表示が可能である。(ロ)の方法は、これらを折衷した方法である。

【0012】図6に合成表示機能の構成の一例を示し、図7にその合成表示機能のメインルーチンを示す。この実施例ではオブジェクト指向の概念に基づき構築されており、マウスやキーボードのイベント401により、各機能ごとのルーチンが起動される。ウィンドウ301に画像合成結果を表示する。ウィンドウ302で、同一の視線方向からレンダリングした3次元画像(図2の212、222)を複数枚読み込む。読み込まれた各3次元画像ごとに、ラベル311に3次元画像名を表示し、ウィンドウ321に3次元画像を参照表示し、スライダ331により、対応する3次元画像ごとの不透明度を設定、画像合成イベントを発行する。プッシュボタン340は、マウスのクリックにより3次元画像の読み込みイベントを発行する。プッシュボタン345は、マウスのクリックによりウィンドウ301で表示している合成表示結果をファイルに保存するイベントを発行する。プッシュボタン350は、マウスのクリックによりウィンドウ302に表示している3次元画像の画像合成イベントを発行する。プッシュボタン360は、マウスのクリックにより、任意の読み込んだ3次元画像の色変更イベントを発行する。プッシュボタン370は、マウスのクリックにより、任意の読み込んだ3次元画像のLUT変更イベントを発行する。なお、マウスをクリックすることにより、予め登録してある輝度値変更テーブルを選択変

更できるように構成されているものとする。プッシュボタン380は、マウスのクリックにより、任意の読み込んだ3次元画像の変形・移動イベントを発行する。プッシュボタン390は、マウスのクリックにより、合成表示機能終了イベントを発行する。

【0013】図8に、画像読み込みイベントの処理ルーチンを示す。

ステップ410: 画像読み込みイベントが発行されると(図7のステップ401)、まず、3次元画像選択ウィンドウを表示し、任意の3次元画像を選択する。

ステップ411: 選択された3次元画像を合成表示機能(図2の300)に読み込む。

ステップ412: 読み込んだ3次元画像をヘッダのカラーマップ情報などによりRGBデータに変換する。

ステップ413: 読み込んだ3次元画像の表示表面深さ(Zバッファ)値により、各3次元画像の画素ごとの前後関係の順番をメモリ上に記録する。

【0014】図9に具体的な合成表示を適用する画像の例を示す。それぞれ、3次元画像213を頭画像、3次元画像214を骨画像、3次元画像223を血管画像とする。図10に図9の眼孔の位置の縦軸平行線上の表示表面深さ(Zバッファ)値の変化の様子を示す。ここでも、3次元画像213を頭の表示表面深さ(Zバッファ)値、3次元画像214を骨の表示表面深さ(Zバッファ)値、3次元画像223を血管の表示表面深さ(Zバッファ)値とする。さらに、合成投影点B501付近において、頭骨眼孔部を502とする。図11で合成表示処理における光量減衰の過程の例を示す。ここで、頭画像213の不透明度を「0.5」、骨画像214の不透明度を「0.5」、血管画像223の不透明度を「1.0」とする。合成投影点A500では、光量初期値「1.0」510が、まず、不透明度「0.5」の頭画像213を通るため、通過後の光量511は、 $(1.0-0.5)=0.5$ となる。さらに、不透明度「0.5」の骨画像214を通るため、通過後の光量512は、 $0.5 \times (1.0-0.5)=0.25$ となる。合成投影点B500では、合成投影点A501と同様に光量初期値「1.0」510が、まず不透明度「0.5」の頭画像213を通るため、通過後の光量511は、 $(1.0-0.5)=0.5$ となる。合成投影点B500では、眼孔部502であるため血管画像223の方が骨画像214より手前にあるため、不透明度「1.0」の血管画像223を通る。通過後の光量513は、 $0.5 \times (1.0-1.0)=0.0$ となる。それぞれの画像の合成計算値への関与値は、画像の輝度と通過してきた光量とその画像の不透明度値の積算となる。合成画像の画素値は、各3次元画像の関与値の総和となる。なお、画像の合成計算は(式2)のようになる。

【数2】

n : 一番手前から昇順の番号付け (1 から画像の枚数)

$M_R(x,y)$: 座標 (x,y) の合成結果 (Red成分)

$M_G(x,y)$: 座標 (x,y) の合成結果 (Green成分)

$M_B(x,y)$: 座標 (x,y) の合成結果 (Blue成分)

$I_{Rn}(x,y)$: 座標 (x,y) の n 番目の画像の輝度値 (Red成分)

$I_{Gn}(x,y)$: 座標 (x,y) の n 番目の画像の輝度値 (Green成分)

$I_{Bn}(x,y)$: 座標 (x,y) の n 番目の画像の輝度値 (Blue成分)

O_n : n 番目の画像の不透明度

とすると、合成画像の計算式は、

$$M_R(x,y) = \sum_{n=1}^{\text{Max}} I_{Rn}(x,y) \times O_n \times \prod_{m=1}^n (1.0 - O_{m-1})$$

$$M_G(x,y) = \sum_{n=1}^{\text{Max}} I_{Gn}(x,y) \times O_n \times \prod_{m=1}^n (1.0 - O_{m-1}) \quad \dots \text{式 2}$$

$$M_B(x,y) = \sum_{n=1}^{\text{Max}} I_{Bn}(x,y) \times O_n \times \prod_{m=1}^n (1.0 - O_{m-1})$$

ここで、

$$O_0 = 0$$

とする。

【0015】図12に画像合成処理実行ルーチンの処理フローを示す。

ステップ421 : 注目合成画素に対する合成計算初期値を代入する。

ステップ422 : 総和計算の終了条件判定を行い、ステップ423～425を画像の枚数分繰り返す。この繰り返しは、各表示表面深さ (Zバッファ) 値を比較し、手前にある画像から順に処理を行う。

ステップ423 : 各画像の画素値の合成計算値への関与値を求め、合成計算値に関与値をインクリメントし、最終的には総和を求め合成画素値を得る。ここで、関与値は次のようになる。

(関与値) = (画像の画素値) × (この画像に到達した光量) × (画像の不透明度)

なお、この画像に到達した光量は、初期値「1.0」として、ステップ424により、奥にある画像に対する光量程、前の画像の不透明度により減衰される。

ステップ424 : 対象となっている画像による光量の減衰結果を計算する。ここで、光量の減衰は次のようになる。

(減衰した光量) = (光量) × (1.0 - 画像の不透明度)

ステップ425 : 対象画像を次の画像に移し、ステップ422に戻る。

ステップ426 : 画像合成計算終了の判定を行う。終了していなければステップ427に進む。終了していればステップ428に進む。

ステップ427 : 次の合成計算画素に注目点を移し、ス

テップ421に戻る。

ステップ428 : 画像合成計算結果を表示するため画像の正規化を行う。

この合成計算は各3次元画像に対応する不透明度変更スライダ331の変更イベントが発行されたときと合成計算イベント (図6の350) が発行されたとき実行され、合成計算結果ウインドウ (図6の301) に表示する。

【0016】図13に回転指定を含む合成表示機能の処理フローを示す。

ステップ500 : 合成計算の対象になっている3次元データを読み込む。

ステップ501 : 各関心領域表示のためのしきい値、ボリュームレンダリング不透明度、表示抽出領域、色 (RGBの割合) などのパラメータをすべての関心領域にマルチに設定する。X線CTデータを例に説明すると、皮膚表示に対ししきい値をCT値「-300」以上で色を肌色に設定し、骨表示に対ししきい値をCT値「200」以上で色を白色に設定し、血管表示に対しあらかじめ血管領域を抽出しておき、赤色を設定する。

ステップ502 : 同一の視線方向から各関心領域ごとに3次元画像を作成する。この結果を合成表示機能300に渡す。

ステップ504 : ステップ502の結果を画像合成する。

ステップ505 : ステップ502の結果に対し、各3次元画像の不透明度を変更した場合、変更後のパラメータで画像合成を繰り返す。

ステップ506:視線方向パラメータの変更をした場合、ステップ502に戻り、各関心領域ごとに3次元画像を変更された視線方向で作成し、画像合成を繰り返す。

このような、フローにより、任意の視線方向からの合成結果を得る。

【0017】なお、図14のような並列化により回転を含む画像合成を高速化が可能である。ネットワーク570に接続された、いくつかのプロセッサ560で関心領域ごとにボリュームレンダリングの処理を分割し、並列にボリュームレンダリング画像を求める。この結果を特定の画像合成プロセッサ580に転送し、合成画像を得る。このとき、各ボリュームレンダリングプロセッサは、レンダリングが終了した投影画像の部分領域を逐次画像合成プロセッサに転送、画像合成プロセッサはデータの揃った画像の部分領域から合成を行うようにする。この結果、最も時間のかかる関心領域のボリュームレンダリング画像を求める時間とその画像転送時間と画像合成表示時間を足した時間で合成画像を求めることができる。

【0018】(実施例2) 実施例2では、3次元ベクトルデータとの画像合成について例を示す。これは、人工血管や人工骨等を形成する前に、CTやMRI等の計測画像の3次元データの3次元画像上で人工血管等の3次元ベクトル(CAD)データを合成表示する場合を考える。これにより、人工血管や人工骨等の人工オブジェクトの適用箇所への適応状況をシミュレーションすることができる。図15に3次元ベクトルデータと3次元データとの合成のフローチャートを示す。

ステップ600~602:3次元データを読み込み、ボリュームレンダリング、Zバッファ付き3次元画像を得る。

ステップ603:3次元CADなどにより、形状をモデル化し、3次元ベクトルデータを作成する。

ステップ604:ステップ603のデータをステップ601のボリュームレンダリングの視線方向からレンダリングする。このとき、表示表面深さ(Zバッファ)値も計算する。

ステップ605:Zバッファ付き3次元画像を得る。

ステップ610:(実施例1)と同様に画像を合成し、合成画像を得る。ステップ620~628に画像の変形、移動、干渉チェックなどの機能について説明する。ステップ620:プッシュボタン(図6の380)により、変形・移動イベントが入力されたかチェックする。ステップ621:画像変形・移動サブウィンドウを呼び出し、変形画像を指定する。

ステップ623:移動、回転、拡大・縮小、表示表面深さ(Zバッファ)値変更などの変形・移動の操作を行う。

ステップ624:変形対象画像に対し、変形・移動計算

を行い、ステップ623の結果と変形対象外の3次元画像とを比較し、干渉し合っていないかチェックする。

ステップ625~626:ステップ623の結果、干渉を受けている場合、変形・移動を停止し、干渉を受けている点をマーキングする。

ステップ628:受けていない場合、画像合成し、変形・移動の処理(ステップ623)を続ける。

【0019】図16に変形・移動を行うサブウィンドウを示す。

ウィンドウ630:変形後の結果合成画像を表示する。

ウィンドウ631:変形対象の画像を表示する。

プッシュボタン632:変形画像と変形対象以外の画像の合成画像とフリッカ表示(交互表示)を行う。

プッシュボタン634:拡大・縮小・回転指定イベントの発行を行う。

プッシュボタン635:平行移動指定イベントの発行を行う。プッシュボタン634、635は、ウィンドウ631に対し、ポイントを指定し、変形・移動のパラメータを指定するため、どちらのパラメータを指定してするかを切り替える役目を果たす。

トグルボタン636:干渉をチェックするかどうか切り替える。

スライダ637:変形画像の表示表面深さ(Zバッファ)値を一様に変更する変更量を指定する。

ラベル638:変形パラメータを数値で表示する。

【0020】図17に変形のフローチャートを示す。

(a)に拡大・縮小・回転のフローチャートを、(b)に平行移動のフローチャートを示す。この変形はボリュームレンダリング画像だけでなく、表示表面深さ(Zバッファ)値に対しても同様の操作で行うことで、前後の位置関係を保持する。

ステップ650:拡大・回転のイベントの発行を受け、このルーチンに入る。

ステップ651:変更画像エリア内でのマウスイベントの入力待ち状態にはいる。

ステップ652:変更画像エリア内のマウスイベントが最初の一点とするとき、このマウスイベントの座標を変形中心点と設定する。

ステップ653:変更画像エリア内のマウスイベントが2番目のとき、マウスボタンの押された座標と離された座標を得る。

ステップ654:ステップ653で押された座標を変形基準座標とし、離された座標を基準座標の変形後の座標点とする。

ステップ656:ステップ652~654で得た、変形パラメータをもとにアフィン変換を行う。

ステップ657:変形後の画像を変更画像エリアに表示、次の変形指定を待つ。

ステップ660:平行移動の発行を受け、このルーチンに入る。

ステップ661: 変更画像エリア内でのマウスイベントの入力待ち状態にはいる。

ステップ662: 変更画像エリア内のマウスイベントが入ったとき、マウスボタンの押された座標と離された座標を得る。

ステップ663: ステップ662で押された座標を変形基準座標とし、離された座標を基準座標の変形後の座標点とする。

ステップ664: ステップ652~653で得た、変形パラメータをもとに平行移動変換を行う。

ステップ665: 変形後の画像を変更画像エリアに表示、次の変形指定を待つ。以上のような操作で画像の変形を対話的に指定する。

【0021】(実施例3) 実施例3では、MRIやX線CTなどの3次元形態データとEmission CTなどの3次元機能データの合成表示について説明する。ここでは、各データ間の位置合わせ等は終了しているものとする。図18にそのフローチャートを示す。

ステップ701: ボリュームレンダリングの視線方向を指定する。

ステップ702: ステップ701で指定された視線方向より、複数の3次元データの複数の関心領域ごとにボリュームレンダリングを行い、Zバッファ付きのボリュームレンダリング画像を作成する。

ステップ703: ステップ702で作成されたボリュームレンダリング画像を合成し、Zバッファ付きで色指定のない合成画像を作成する。

ステップ704: ステップ701で指定された視線方向に機能データを回転する。

ステップ705: ステップ704で得た機能データにおいて、ステップ703で得た表示表面深さ(Zバッファ)の座標の持つ値に指定されている色をこのピクセルの色に設定し、機能情報合成画像を作成する。

以上のように、複数の3次元データと3次元機能データとの合成表示が可能となる。

【0022】(実施例4) 本実施例では、マルチモダリティの画像合成について説明する。図19にシステムの構成例を示す。X線CT装置20で計測された3次元データは、計測装置に直接接続された処理装置820へ転送される。同様に、MRI装置10、3D超音波診断装置40、他計測装置830で計測されたそれぞれの3次元データはそれぞれの計測装置に直接接続された処理装置810、840、850に転送される。転送されたそれぞれのデータは、処理装置により共通の座標系にレジストレーションされる。各処理装置はLAN70、WAN860を介し、画像合成表示装置800と接続されている。画像合成表示装置は結果を表示するディスプレイ103と、入力装置102を持つ。

【0023】図20に図19の構成例での画像合成表示方法のフローチャートを示す。

ステップ870: 画像合成表示装置800により、視線方向の指定を行う。

ステップ880: ステップ870で指定された視線方向パラメータを合成の対象となっている3次元データを持つ処理装置810、820、840、850にLAN70、WAN860を介して転送する。

ステップ890: ステップ880で送られてきた視線方向パラメータに基づき、各処理装置810、820、840、850にて、ボリュームレンダリングを行い、投影画像と表示表面深さ(Zバッファ)値を計算する。

ステップ900: ステップ890で計算された投影画像と表示表面深さ(Zバッファ)値を画像合成表示装置800に転送する。

ステップ910: それぞれの処理装置により転送された結果に基づき(ステップ900)、画像合成表示装置において画像合成計算を行う。

ステップ920: ステップ910の画像合成結果をディスプレイ103に表示する。

【0024】

【発明の効果】以上で詳細に説明した如く、本発明によれば、3次元データ上でデータを統合することなしに、高画質なボリュームレンダリング画像に対し表示表面深さ(Zバッファ)値を求めることができ、この値を投影画像合成に用いることで3次元位置関係を正しく画像合成でき、また、関心領域ごとに最適なレンダリングパラメータを選択できるためそれぞれ高画質に画像を作り合成表示でき、さらに関心領域ごとに任意の不透明度の合成を行う装置を実現できるという顕著な効果を奏するものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1乃至第3の実施例における3次元画像合成表示システムの構成図である。

【図2】本発明の第1の実施例における3次元データ取得から画像合成までの処理を示すフローチャートである。

【図3】本発明の第1の実施例における表示表面深さ(Zバッファ)値の説明図である。

【図4】本発明の第1の実施例におけるボリュームレンダリングとサーフェスレンダリングとの比較を示す説明図である。

【図5】本発明の第1の実施例におけるボリュームレンダリングの表示関与量の棒グラフ図である。

【図6】本発明の第1の実施例における画像合成機能の画面構成を示す図である。

【図7】本発明の第1の実施例における画像合成機能を示すメインルーチンフローチャートである。

【図8】本発明の第1の実施例における画像合成のためのデータ準備ルーチン(画像読み込みイベントの処理ルーチン)フローチャートである。

【図9】本発明の第1の実施例における合成表示対象の

3次元画像を示す図である。

【図10】図9の眼孔位置の縦軸平行線上の表示表面深さ(Zバッファ)値の変化を示す図である。

【図11】図10の画像合成計算時の光量減衰の過程の説明図である。

【図12】本発明の第1の実施例における画像合成処理実行ルーチンを示すフローチャートである。

【図13】本発明の第1の実施例における視線方向変更を含む画像合成表示機能の処理を示すフローチャートである。

【図14】本発明の第1の実施例における並列プロセッサの説明図である。

【図15】本発明の第2の実施例における変形・移動を含むCADデータと3次元データの画像合成を示すフローチャートである。

【図16】本発明の第2の実施例における変形・移動サブウィンドウの構成図である。

【図17】本発明の第2の実施例における変形・移動機能を示すフローチャートである。

【図18】本発明の第3の実施例における3次元機能データと3次元データの画像合成を示すフローチャートである。

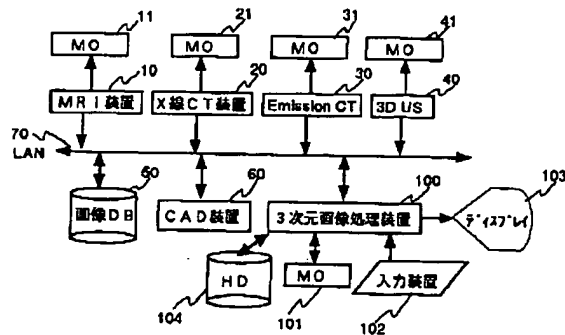
【図19】本発明の第4の実施例における3次元画像合成表示システムの構成図である。

【図20】本発明の第4の実施例における画像合成表示機能を示すフローチャートである。

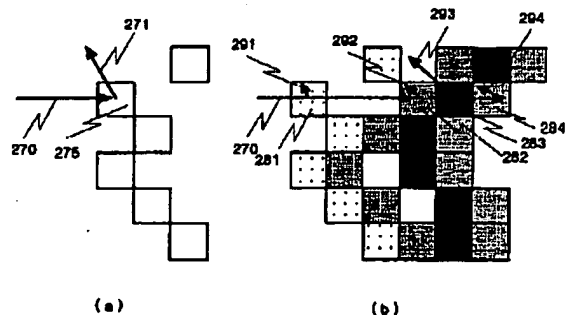
【符号の説明】

10: MRI装置、20: X線CT装置、30: Emission CT装置、40: 3D超音波診断装置、50: 画像データベース、60: CAD装置、100: 3次元画像処理装置、11、21、31、41、101: 光磁気ディスク、102: 入力装置、103: ディスプレイ装置、104: ハードディスク装置。

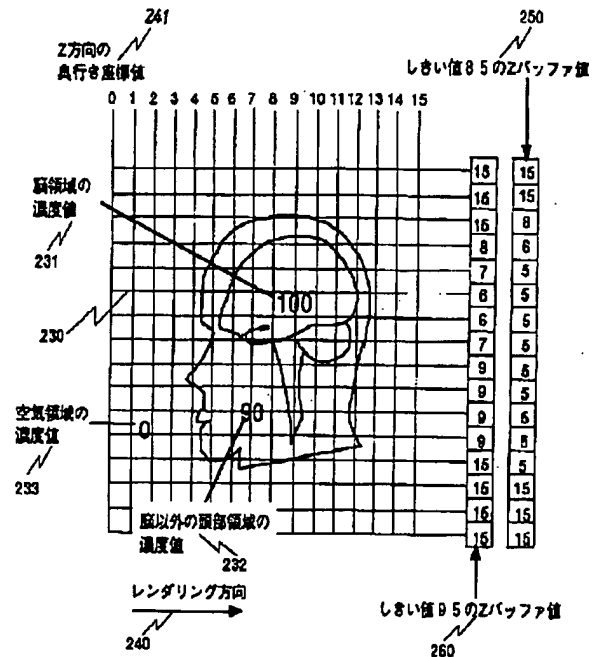
【図1】



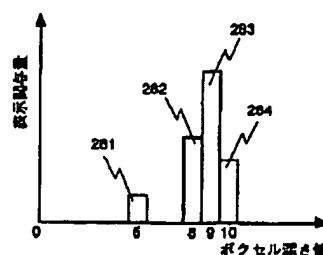
【図4】



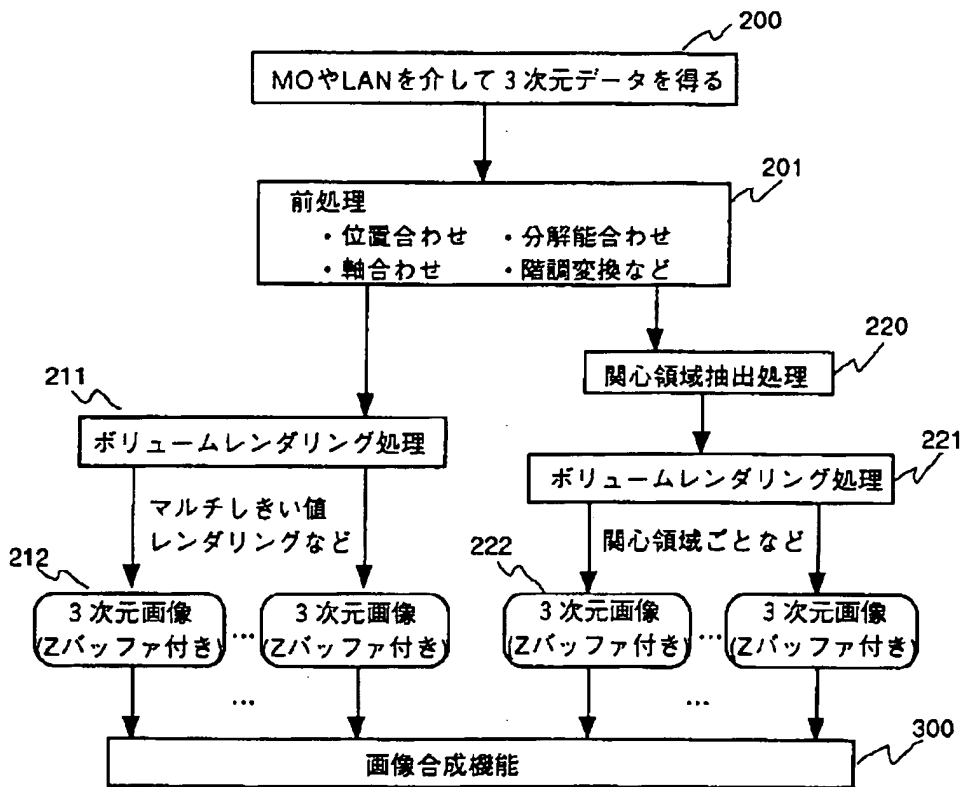
【図3】



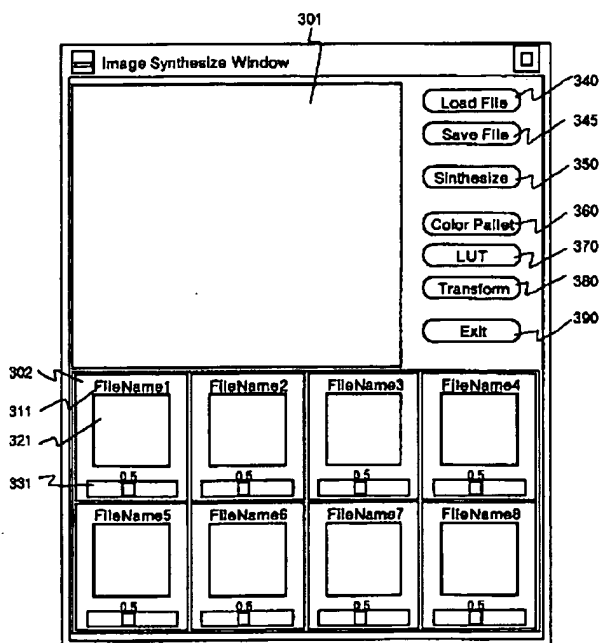
【図5】



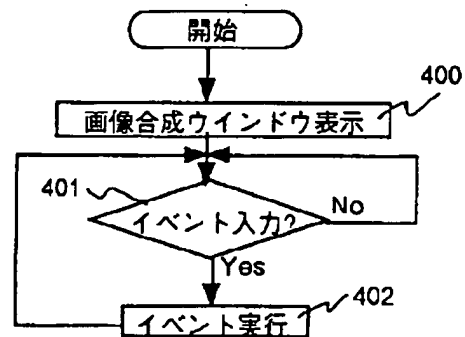
【図2】



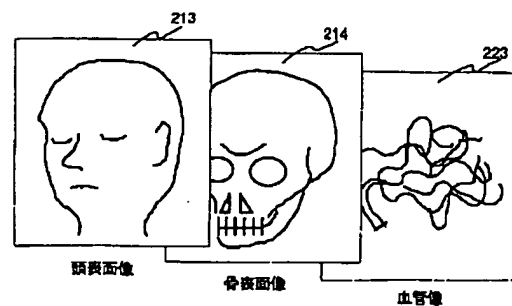
【図6】



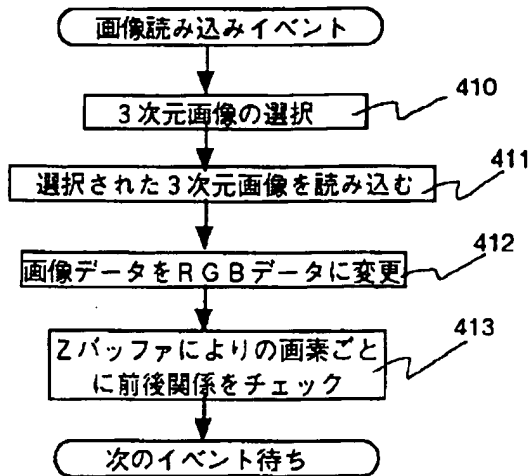
【図7】



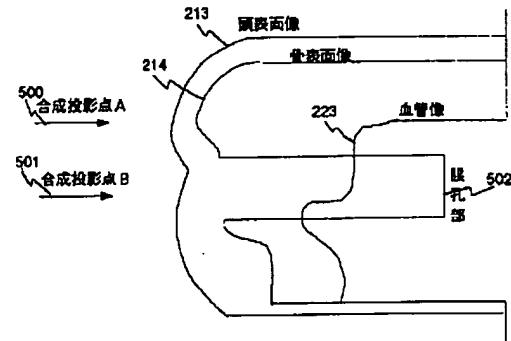
【図9】



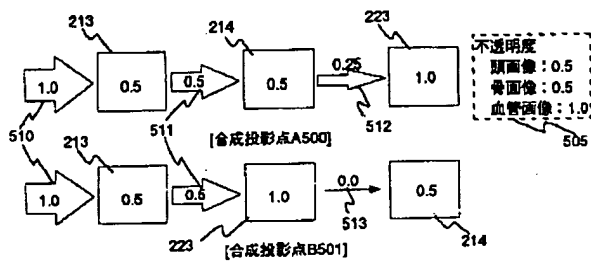
【図8】



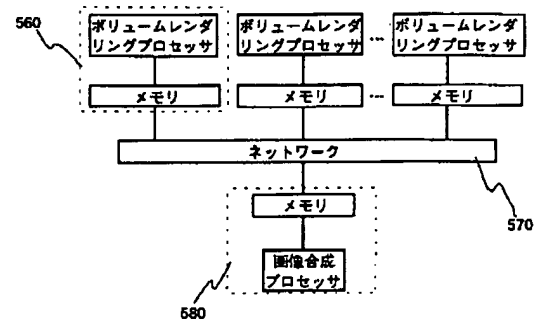
【図10】



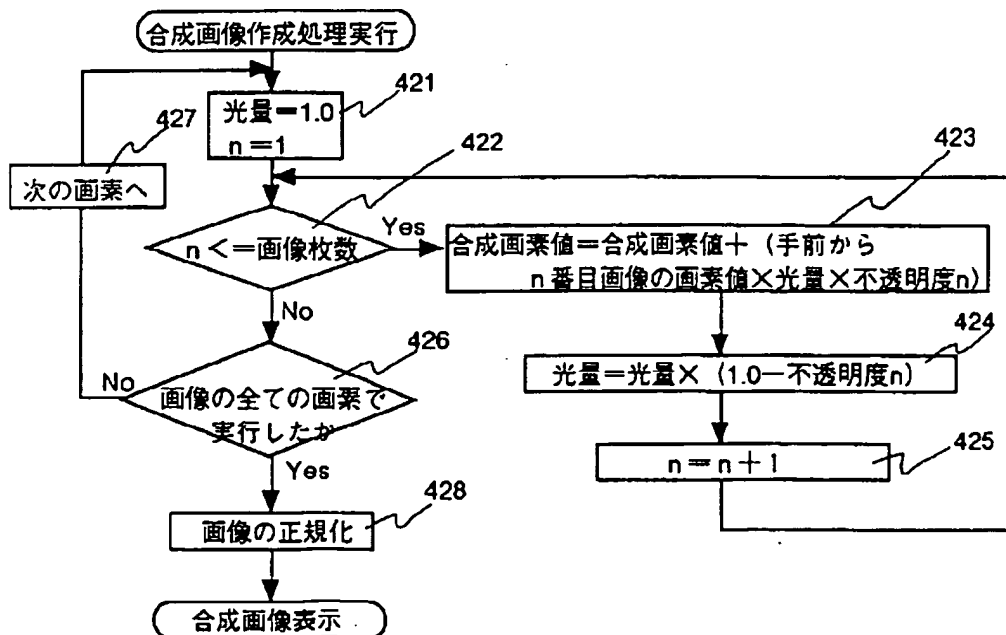
【図11】



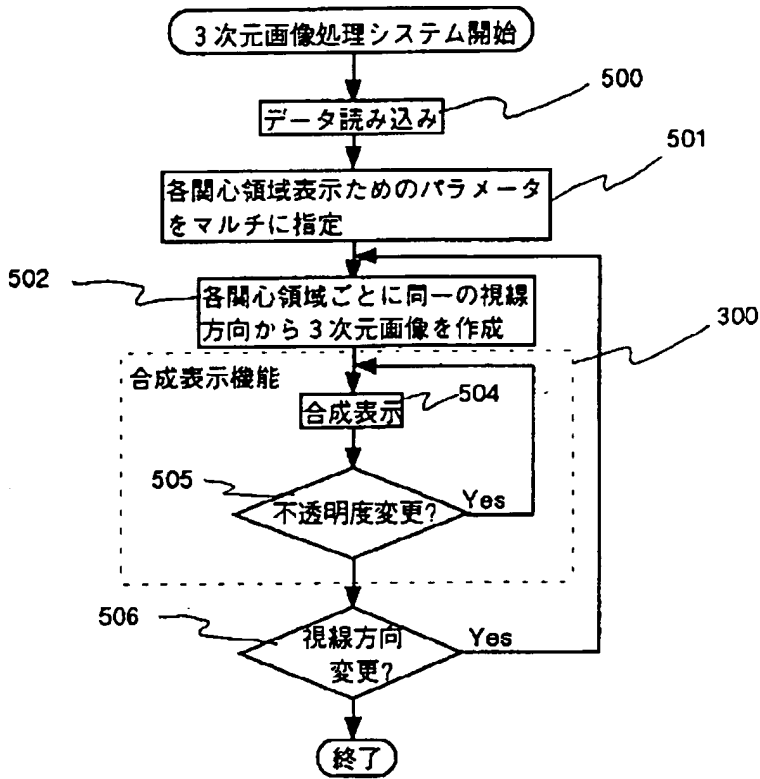
【図14】



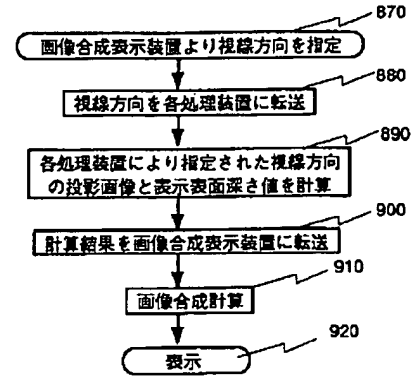
【図12】



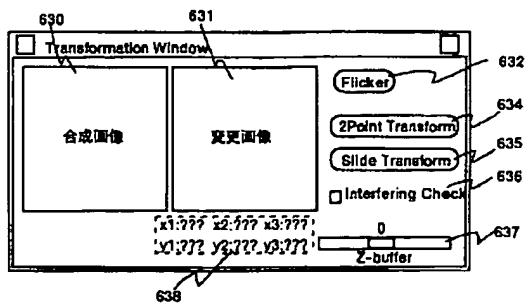
【図13】



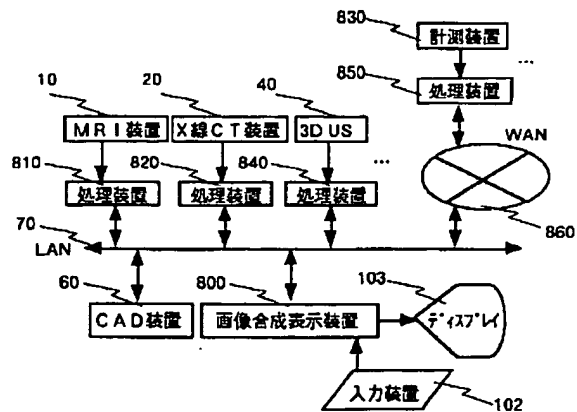
【図20】



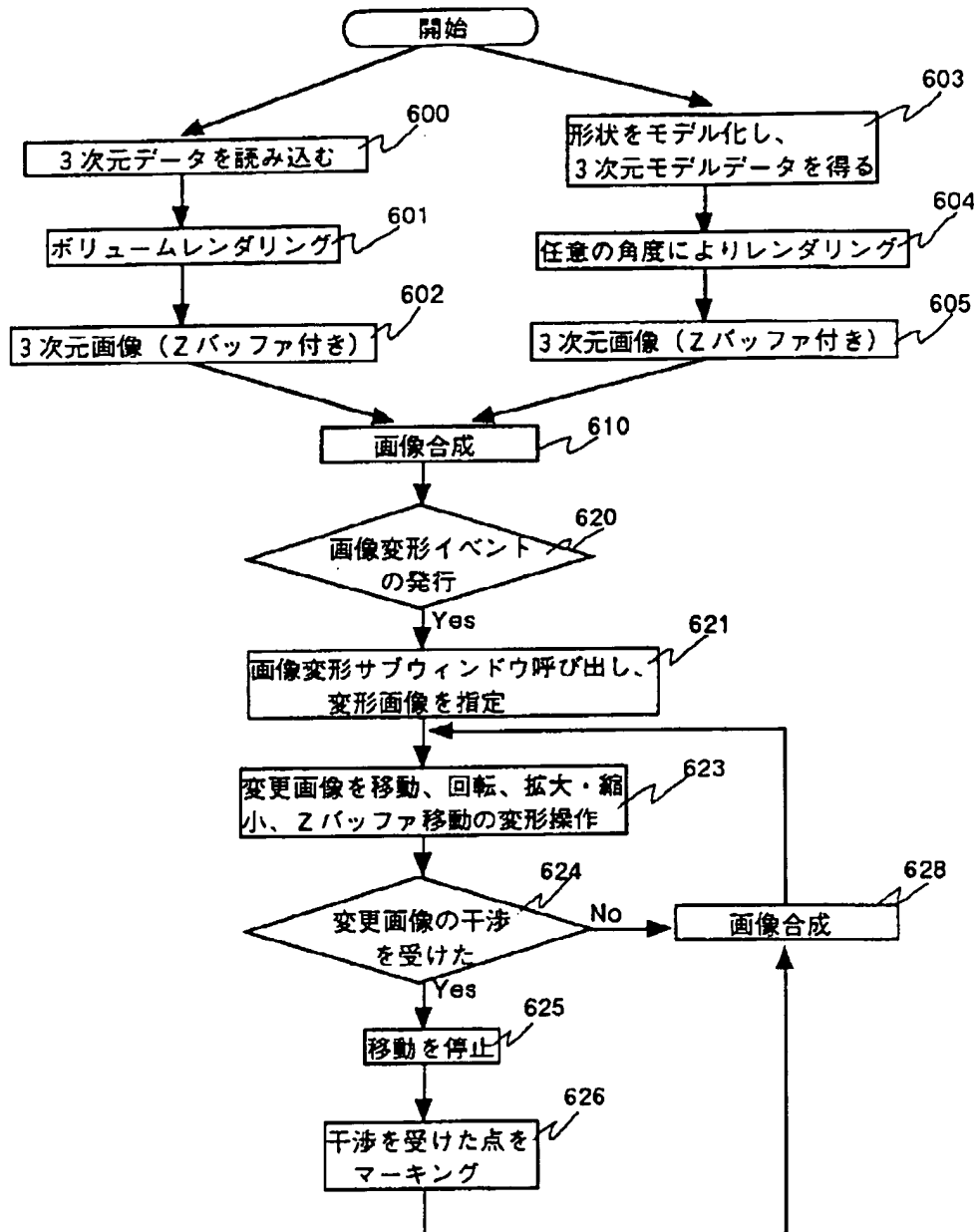
【図16】



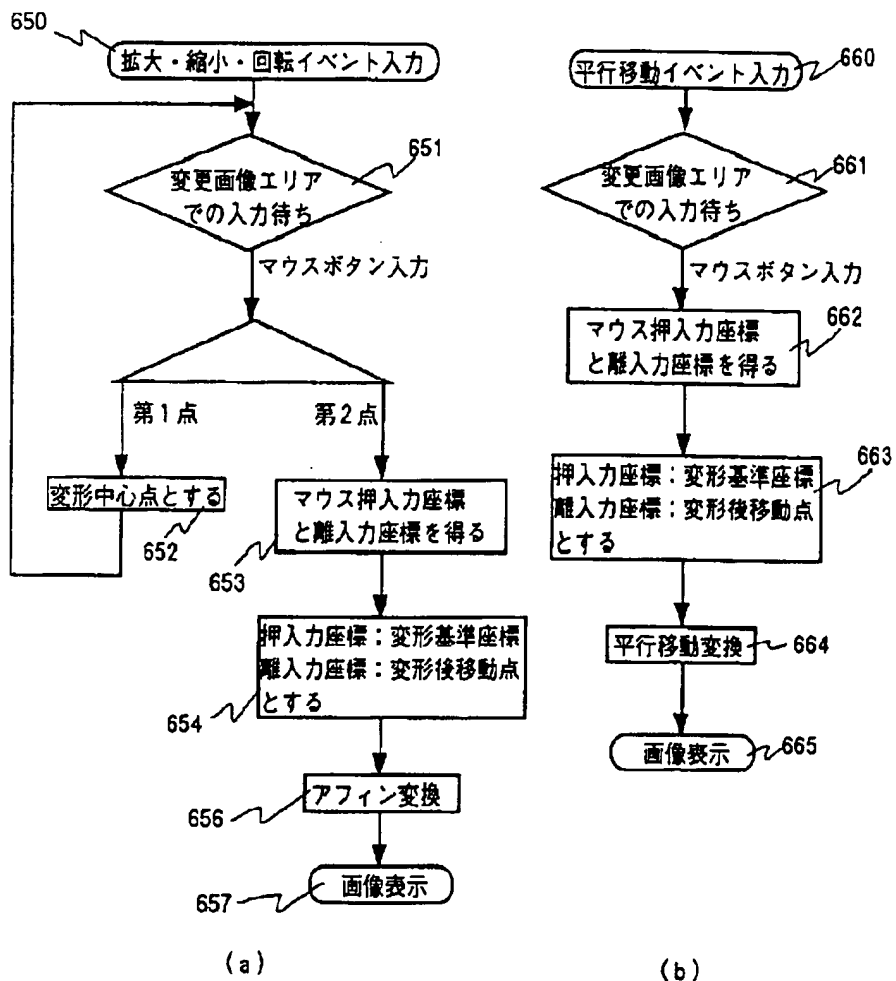
【図19】



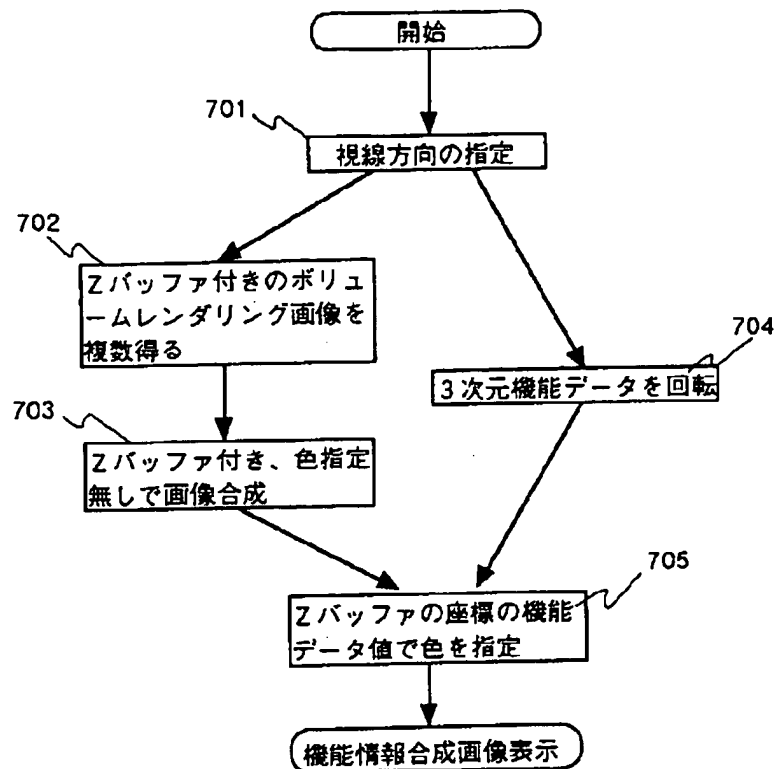
【図15】



【図17】



【図18】



フロントページの続き

(72)発明者 及川 道雄
神奈川県川崎市麻生区王禅寺1099番地 株
式会社日立製作所システム開発研究所内